

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 2 年 1 0 月 1 0 日  
Date of Application:

出 願 番 号            特 願 2 0 0 2 - 2 9 7 0 7 6  
Application Number:  
[ST. 10/C]:            [ J P 2 0 0 2 - 2 9 7 0 7 6 ]

出 願 人            ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
Applicant(s):

2 0 0 3 年    7 月    9 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎

出証番号    出証特 2 0 0 3 - 3 0 5 5 0 2 9

【書類名】 特許願

【整理番号】 16NM02052

【提出日】 平成14年10月10日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横  
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 荻野 徹男

【特許出願人】

【識別番号】 300019238

【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク  
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

【識別番号】 100095511

【弁理士】

【氏名又は名称】 有近 紳志郎

【電話番号】 03-5338-3501

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 002233

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 MR画像生成方法およびMRI装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】  $k$ 空間の中心位置とその近傍域と  $k$ 空間の端とその近傍域とで1より小さな値をとり、前記1より小さな値をとる領域の間で前記1より小さな値をとる領域での値より大きな値をとる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項2】  $k$ 空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1以上の値Cまで大きくなり、しばらくCのままになり、次いで1になり、 $k$ 空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項3】 請求項2に記載のMR画像生成方法において、前記Cまで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項4】 請求項2または請求項3に記載のMR画像生成方法において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項5】  $k$ 空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1まで大きくなり、しばらく1のままになり、 $k$ 空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項6】 請求項5に記載のMR画像生成方法において、前記1まで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項7】 請求項5または請求項6に記載のMR画像生成方法において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディ

ラック関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項8】 連続的に並ぶ複数のスライスについて請求項1から請求項7のいずれかに記載のMR画像生成方法によりMR画像を生成し、それらMR画像から3次元データを作成し、前記3次元データに対してMIP処理を行って投影画像を生成することを特徴とするMR画像生成方法。

【請求項9】 MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置とその近傍域とk空間の端とその近傍域とで1より小さな値をとり、前記1より小さな値をとる領域の間で前記1より小さな値をとる領域での値より大きな値をとる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項10】 MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1以上の値Cまで大きくなり、しばらくCのままになり、次いで1になり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項11】 請求項10に記載のMRI装置において、前記Cまで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置。

【請求項12】 請求項10または請求項11に記載のMRI装置において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置。

【請求項13】 MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1まで大きくなり、しばらく1のままになり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項 14】 請求項 13 に記載の MRI 装置において、前記 1 まで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とする MRI 装置。

【請求項 15】 請求項 13 または請求項 14 に記載の MRI 装置において、前記 1 より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とする MRI 装置。

【請求項 16】 請求項 9 から請求項 15 のいずれかに記載の MRI 装置において、連続的に並ぶ複数のスライスについて生成した MR 画像から 3 次元データを作成する 3 次元データ作成手段と、前記 3 次元データに対して MIP 処理を行って投影画像を生成する MIP 処理手段とを具備したことを特徴とする MRI 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、MR (Magnetic Resonance) 画像生成方法および MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、さらに詳しくは、血管の描出力を向上することが出来る MR 画像生成方法および MRI 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の MRI 装置は、MR 信号を得る MR 信号取得手段と、k 空間の中心位置から k 空間の端近傍位置まで値「1」をとり、それよりも端になるに従って値を小さくする窓関数を用いて MR 信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理した MR 信号をフーリエ変換処理して MR 画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備していた。

【0003】

上記窓処理を行うのは、MRI 装置の信号取得が k 空間の限られた長方形の領域に限られることからくるトランケーションアーチファクト (truncation artifact) や非等方的なノイズテクスチャ (noise texture) を抑止するために、MR 信号の高周波部分を同心円状に抑制するためである。

## 【0004】

関連する従来技術は、特開平4-53531号公報や特開平6-121781号公報に開示されている。

## 【0005】

## 【発明が解決しようとする課題】

従来のMRI装置では、生成したい画像が血流画像であるか否かにかかわらず、同じ窓処理を行っている。

つまり、従来の窓処理は、生成したい画像が血流画像である場合に最適化されておらず、血管の描出力を向上できるものではなかった。

そこで、本発明の目的は、生成したい画像が血流画像である場合に対して窓処理を最適化することによって血管の描出力を向上できるようにしたMR画像生成方法およびMRI装置を提供することにある。

## 【0006】

## 【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、k空間の中心位置とその近傍域とk空間の端とその近傍域とで1より小さな値をとり、前記1より小さな値をとる領域の間で前記1より小さな値をとる領域での値より大きな値をとる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記構成において、k空間の中心位置の近傍域とは、k空間の中心位置から5～20データ点くらいの範囲である。k空間の端の近傍域とは、k空間の端から5～20データ点くらいの範囲である。

上記第1の観点によるMR画像生成方法では、k空間の中心位置とその近傍域で1より小さな値をとる窓関数を用いるため、k空間の中心位置近傍のMR信号が抑制される。ところが、組織部分のMR信号はk空間の中心位置近傍に狭く分布しており、血流部分のMR信号は中心位置近傍だけではなく高周波領域にも広く分布している。このため、組織部分のMR信号は大きく抑制されるが、血流部分のMR信号は比較的小さく抑制されることになる。従って、相対的に血管の描出力を向上できるようになる。

なお、k空間の端とその近傍域で1より小さな値をとるため、従来と同様にMR信号の高周波部分を同心円状に抑制することも出来る。

#### 【0007】

第2の観点では、本発明は、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1以上の値Cまで大きくなり、しばらくCのままになり、次いで1になり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記構成において、k空間の中心位置から値Cまで大きくなる領域は、k空間の中心位置から3～15データ点くらいの範囲である。しばらくCのままになる領域は、20～50データ点くらいの範囲である。Cから1になる領域は、3～10データ点くらいの領域である、1より小さくなる領域は、k空間の端から5～20データ点くらいの範囲である。

上記第2の観点によるMR画像生成方法では、窓関数が、k空間の中心位置とその近傍域で1より小さな値をとるため、k空間の中心位置近傍のMR信号が抑制される。ところが、組織部分のMR信号はk空間の中心位置近傍に狭く分布しており、血流部分のMR信号は中心位置近傍だけではなく高周波領域にも広く分布している。このため、組織部分のMR信号は大きく抑制されるが、血流部分のMR信号は比較的小さく抑制される。次に、「しばらくCのままになる」領域では、血流部分のMR信号の0次ピーク部分（中心位置に最大値を持つ山状部分）が保存または増幅される。次に、「1になる」領域では、血流部分のMR信号の1次以上のピーク部分（中心位置以外に最大値を持つ山状部分）が保存される。かくして、相対的に血管の描出力を向上できるようになる。

なお、k空間の端とその近傍域で1より小さな値をとるため、従来と同様にMR信号の高周波部分を同心円状に抑制することも出来る。

#### 【0008】

第3の観点では、本発明は、上記構成のMR画像生成方法において、前記Cまで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス（Gauss）関数を利用した関数で

あることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第3の観点によるMR画像生成方法では、ガウス関数 $\exp\{-|k|^2/a^2\}$ を利用して、1より小さい値から値Cまで滑らかに値を大きくすることが出来る。

#### 【0009】

第4の観点では、本発明は、上記構成のMR画像生成方法において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック (Fermi-Dirac) 関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第4の観点によるMR画像生成方法では、フェルミーディラック関数 $1/(1+\exp\{(|k|-R)/b\})$ を利用して、1から1より小さい値まで滑らかに値を小さくすることが出来る。

#### 【0010】

第5の観点では、本発明は、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1まで大きくなり、しばらく1のままになり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得ることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第5の観点によるMR画像生成方法では、窓関数が、k空間の中心位置とその近傍域で1より小さな値をとるため、k空間の中心位置近傍のMR信号が抑制される。ところが、組織部分のMR信号はk空間の中心位置近傍に狭く分布しており、血流部分のMR信号は中心位置近傍だけではなく高周波領域にも広く分布している。このため、組織部分のMR信号は大きく抑制されるが、血流部分のMR信号は比較的小さく抑制される。次に、「しばらく1のままになる」領域では、血流部分のMR信号が保存される。かくして、相対的に血管の描出力を向上できるようになる。

なお、k空間の端とその近傍域で1より小さな値をとるため、従来と同様にMR信号の高周波部分を同心円状に抑制することも出来る。

#### 【0011】



第6の観点では、本発明は、上記構成のMR画像生成方法において、前記1まで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第6の観点によるMR画像生成方法では、ガウス関数 $\exp\{-|k|^2/a^2\}$ を利用して、1より小さい値から1まで滑らかに値を大きくすることが出来る。

#### 【0012】

第7の観点では、本発明は、上記構成のMR画像生成方法において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第7の観点によるMR画像生成方法では、フェルミーディラック関数 $1/(1+\exp\{(|k|-R)/b\})$ を利用して、1から1より小さい値まで滑らかに値を小さくすることが出来る。

#### 【0013】

第8の観点では、本発明は、連続的に並ぶ複数のスライスについて上記構成のMR画像生成方法によりMR画像を生成し、それらMR画像から3次元データを作成し、前記3次元データに対してMIP処理を行って投影画像を生成することを特徴とするMR画像生成方法を提供する。

上記第8の観点によるMR画像生成方法では、アンギオ画像の血管の描出力を向上できるようになる。

#### 【0014】

第9の観点では、本発明は、MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置とその近傍域とk空間の端とその近傍域とで1より小さな値をとり、前記1より小さな値をとる領域の間で前記1より小さな値をとる領域での値より大きな値をとる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第9の観点によるMRI装置では、前記第1の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

**【0015】**

第10の観点では、本発明は、MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1以上の値Cまで大きくなり、しばらくCのままになり、次いで1になり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第10の観点によるMRI装置では、前記第2の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

**【0016】**

第11の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記Cまで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第11の観点によるMRI装置では、前記第3の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

**【0017】**

第12の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第12の観点によるMRI装置では、前記第4の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

**【0018】**

第13の観点では、本発明は、MR信号を得るMR信号取得手段と、k空間の中心位置で1より小さい値をとり、中心位置を離れるに従って、まず1まで大きくなり、しばらく1のままになり、k空間の端近傍から端になるに従って1より小さい値まで小さくなる窓関数を用いてMR信号を窓処理する窓処理手段と、窓処理したMR信号をフーリエ変換処理してMR画像を得るフーリエ変換処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第13の観点によるMRI装置では、前記第5の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0019】

第14の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記1まで大きくなる領域では、前記窓関数は、ガウス関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第14の観点によるMRI装置では、前記第6の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0020】

第15の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記1より小さい値まで小さくなる領域では、前記窓関数は、フェルミーディラック関数を利用した関数であることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第15の観点によるMRI装置では、前記第7の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0021】

第16の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、連続的に並ぶ複数のスライスについて生成したMR画像から3次元データを作成する3次元データ作成手段と、前記3次元データに対してMIP処理を行って投影画像を生成するMIP処理手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第16の観点によるMRI装置では、前記第8の観点によるMR画像生成方法を好適に実施できる。

#### 【0022】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

#### 【0023】

##### —第1の実施形態—

図1は、第1の実施形態にかかるMRI装置を示すブロック図である。

このMRI装置100において、マグネットアセンブリ1は、内部に被検体を

挿入するためのボア（空間部分）を有し、このボアを取りまくようにして、勾配磁場を形成する勾配コイル（勾配コイルはX軸、Y軸、Z軸の各コイルを備えており、これらの組み合わせによりスライス軸、ワープ軸、リード軸が決まる）1 Gと、被検体内の原子核のスピンを励起するためのRFパルスを印加する送信コイル1 Tと、被検体からのNMR信号を検出する受信コイル1 Rと、静磁場を形成する静磁場電源2 および静磁場コイル1 Cとを具備して構成されている。

なお、静磁場電源2 および静磁場コイル1 C（超伝導磁石）の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

#### 【0024】

勾配コイル1 Gは、勾配コイル駆動回路3に接続されている。さらに、送信コイル1 Tは、RF電力増幅器4に接続されている。また、受信コイル1 Rは、前置増幅器5に接続されている。

#### 【0025】

シーケンス記憶回路8は、計算機7からの指令に従い、記憶しているパルスシーケンスに基づいて、勾配コイル駆動回路3を操作し、勾配コイル1 Gにより勾配磁場を形成させると共に、ゲート変調回路9を操作し、RF発振回路10からの高周波出力信号を所定タイミング・所定包絡線のパルス状信号に変調し、それを励起パルスとしてRF電力増幅器4に加え、RF電力増幅器4でパワー増幅した後、マグネットアセンブリ1の送信コイル1 Tに印加し、RFパルスを送信する。

#### 【0026】

前置増幅器5は、マグネットアセンブリ1の受信コイル1 Rで検出された被検体からのNMR信号を増幅し、位相検波器12に inputsする。位相検波器12は、RF発振回路10の出力を参照信号とし、前置増幅器5からのNMR信号を位相検波して、A/D変換器11に与える。A/D変換器11は、位相検波後のアナログ信号をデジタル信号のMRデータに変換して、計算機7に inputsする。

#### 【0027】

計算機7は、A/D変換器11からMRデータを読み込み、画像再構成処理を行ってMR画像を生成する。また、計算機7は、操作卓13から inputsされた情報

を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。

表示装置 6 は、MR 画像を表示する。

#### 【0028】

図 2 は、MRI 装置 100 による MR 画像生成処理を示すフロー図である。

ステップ P1 では、一つのスライスから収集した MR データに対して窓処理を施す。

ここで、スライスとしては、 $256 \times 256$  の FOV (Field Of View) の中央に円形の血管が存在し、その周囲をドーナツ形に脳実質が取り巻いているモデルを想定する。さらに、スライス中央軸上における MR 信号強度が、図 3 に示すように、脳実質 G と血管 V の最大信号強度が等しいモデルを想定する。図 3 の横軸は画素点の番号を表している。

なお、スライス全面における MR 信号強度は、図 3 の位置 0 を回転軸として図 3 の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

#### 【0029】

このモデルの場合、k 空間中央軸上における MR 信号の周波数成分分布は、図 4 に示すようになる。図 4 の横軸は、k 空間のデータ点の番号を表している。周波数的には、横軸の 0 の位置が直流位置 (k 空間の中心位置) になり、端へ行くほど高周波になる。

図 4 に示すように、MR データが含む脳実質 G の周波数成分  $g$  は、中心位置で非常に高いピークを持ち、中心位置の近傍に狭く分布している。一方、MR データが含む血管 V の周波数成分 (血流の周波数成分)  $v$  は、中心位置で比較的低いピークを持ち、中心位置近傍だけではなく高周波領域にも広く分布している。

なお、k 空間全面に対する MR 信号の周波数成分分布は、図 4 の中心位置を回転軸として図 4 の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

#### 【0030】

図 5 は、k 空間中央軸上の MR 信号に対して用いる窓関数  $f(k)$  である。

この窓関数  $f(k)$  は、k 空間の中心位置で値 0.5 をとり、中心位置を離れるに従って、まず値 1.2 まで大きくなり、しばらく値 1.2 のままになり、次いで値 1 になり、k 空間の端近傍から端になるに従って値 0.5 まで小さくなる。

そして、値が0.5から1.2まで大きくなる領域では、窓関数 $f(k)$ は、 $a$ 、 $A$ 、 $C$ を定数、 $k$ を中心位置からの距離とすると、

$$f(k) = C (1 - A \cdot \exp\{-|k|^2 / a^2\})$$

で表される。図5では、 $C = 1.2$ 、 $A = 0.6$ 、 $a = 5$ になっている。

また、値が1から0.5まで小さくなる領域では、窓関数 $f(k)$ は、 $b$ 、 $R$ を定数、 $k$ を中心位置からの距離とすると、

$$f(k) = 1 / (1 + \exp\{(|k| - R) / b\})$$

で表される。図5では、 $R = 128$ 、 $b = 3$ になっている。

なお、 $k$ 空間全面に対する窓関数 $f(k)$ は、図5の中心位置を回転軸として図5の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

### 【0031】

図6は、窓処理後の $k$ 空間中央軸上におけるMR信号の周波数成分分布を示している。

脳実質 $G$ の周波数成分 $g$ は、元の $1/2$ 程度に大きく抑制されている。

一方、血管 $V$ の周波数成分 $v$ の0次ピーク部分は、中心位置では抑制されているが、中心位置の近傍では増幅されている。また、1次以上のピーク部分は、元のまま保存されている。

なお、 $k$ 空間全面に対するMR信号の周波数成分は、図6の中心位置を回転軸として図6の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

### 【0032】

図2に戻り、ステップP2では、窓処理後のMRデータを2次元FFT (Fast Fourier Transform) 処理する。

図7は、FFT処理後のスライス中央軸上におけるMR信号強度を示している。

脳実質 $G$ の信号は大きく抑制されているが、血管 $V$ の信号は元に近い状態にある。

なお、スライス全面におけるMR信号強度は、図7の位置0を回転軸として図7の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

以上の結果、相対的に血管 $V$ の描出力を向上できるようになる。

## 【0033】

なお、窓関数 $f(k)$ は、 $k$ 空間の端とその近傍域で1より小さな値をとる。このため、従来と同様にMR信号の高周波部分を同心円状に抑制することも出来る。

## 【0034】

## —第2の実施形態—

第2の実施形態では、図8に示す如き窓関数を用いて窓処理する。

図8の窓関数 $f(k)$ は、 $k$ 空間の中心位置で値0.5をとり、中心位置を離れるに従って値1まで大きくなり、しばらく値1のままになり、 $k$ 空間の端近傍から端になるに従って値0.5まで小さくなる。

そして、値が0.5から1まで大きくなる領域では、窓関数 $f(k)$ は、 $a$ 、 $A$ を定数、 $k$ を中心位置からの距離とすると、

$$f(k) = 1 - A \cdot \exp\{-|k|^2 / a^2\}$$

で表される。

また、値が1から0.5まで小さくなる領域では、窓関数 $f(k)$ は、 $b$ 、 $R$ を定数、 $k$ を中心位置からの距離とすると、

$$f(k) = 1 / (1 + \exp\{(|k| - R) / b\})$$

で表される。

なお、 $k$ 空間全面に対する窓関数 $f(k)$ は、図8の中心位置を回転軸として図8の曲線を軸回転させた如き曲面となる。

## 【0035】

ちなみに、図8に破線で示すように、中心位置およびその近傍でも値を1にすると、従来の窓関数となる。

## 【0036】

## —第3実施形態—

第3の実施形態では、血管Vの描出力を向上した3次元MR画像を生成する。

## 【0037】

図9は、第3の実施形態に係る3次元MR画像生成処理を示すフロー図である。

ステップQ1では、前述の実施形態のようにMR画像を生成することを連続的

に厚さ方向に並ぶ複数のスライスについて繰り返す。

ステップQ2では、連続的に厚さ方向に並ぶ複数のスライスのMR画像から3次元データを作成する。

ステップQ3では、3次元データに対してMIP (Maximum Intensity Projection) 処理を行って3次元MR画像を生成する。

#### 【0038】

各スライスのMR画像は血管Vの描出力を向上したMR画像であるから、3次元MR画像もまた血管Vの描出力を向上したMR画像となり、アンギオ (angiography) 画像を生成するのに好適となる。

#### 【0039】

—他の実施形態—

上述の関数以外の関数の組み合わせによって窓関数を作成し、窓処理に用いてもよい。

#### 【0040】

##### 【発明の効果】

本発明のMR画像生成方法およびMRI装置によれば、血管の描出力を向上することが出来る。また、高周波領域のノイズを抑制でき、CNR (carrier to noise ratio) を向上できる。

##### 【図面の簡単な説明】

#### 【図1】

第1の実施形態に係るMRI装置を示すブロック図である。

#### 【図2】

第1の実施形態に係るMR画像生成処理を示すフロー図である。

#### 【図3】

想定モデルのスライス中央軸上のMR信号強度を示すグラフである。

#### 【図4】

想定モデルのk空間中央軸上のMR信号強度を示すグラフである。

#### 【図5】

第1の実施形態に係る窓関数のk空間中央軸上の値を示すグラフである。



**【図 6】**

第 1 の実施形態に係る窓処理後の k 空間中央軸上の M R 信号強度を示すグラフである。

**【図 7】**

第 1 の実施形態に係る F F T 処理後のスライス中央軸上の M R 信号強度を示すグラフである。

**【図 8】**

第 2 の実施形態に係る窓関数の k 空間中央軸上の値を示すグラフである。

**【図 9】**

第 3 の実施形態に係る 3 次元 M R 画像生成処理を示すフロー図である。

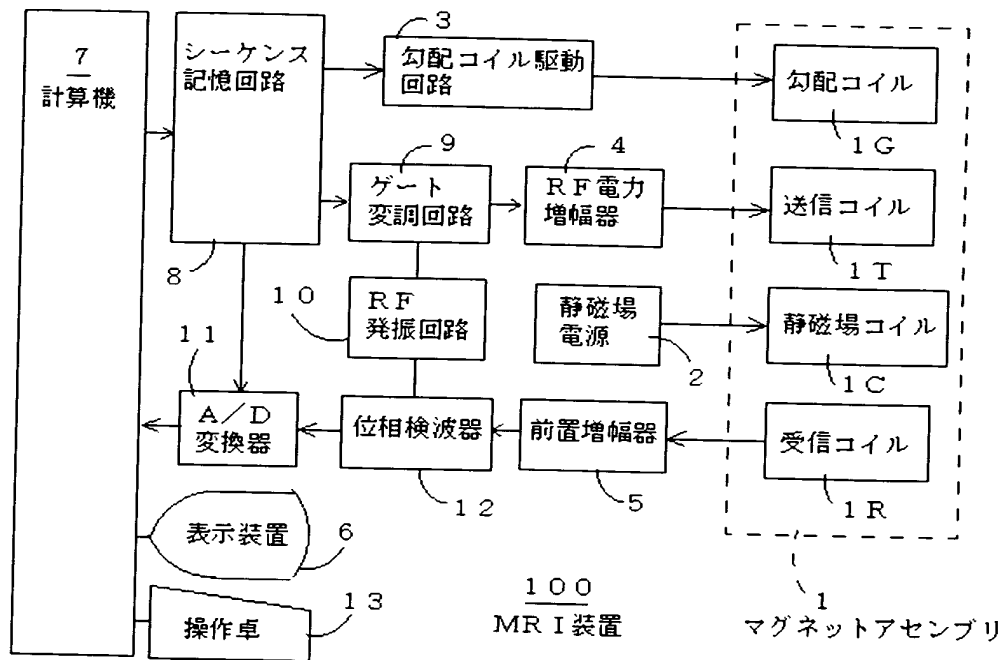
**【符号の説明】**

7	計算機
1 0 0	M R I 装置

【書類名】 図面

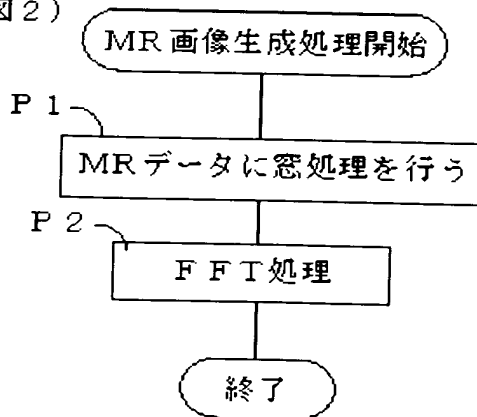
【図 1】

(図 1)

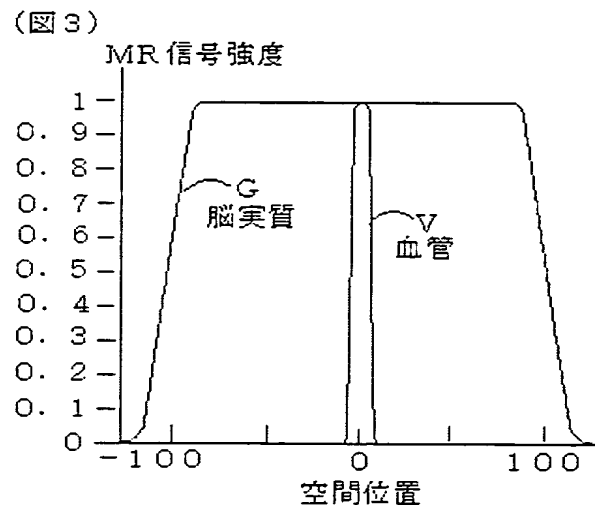


【図 2】

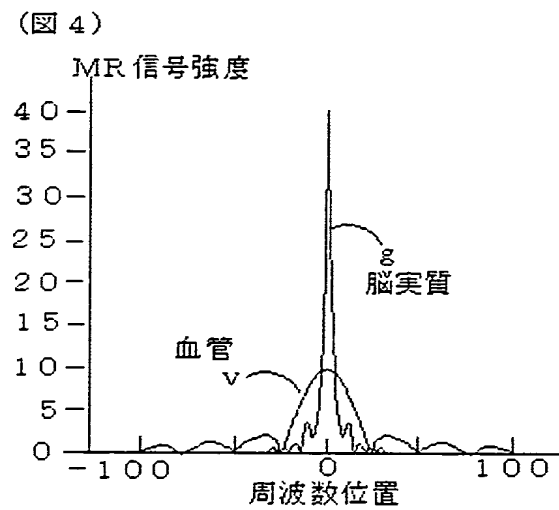
(図 2)



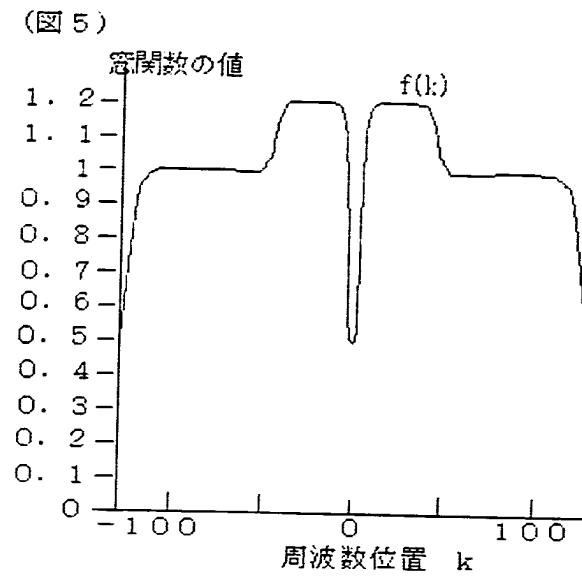
【図 3】



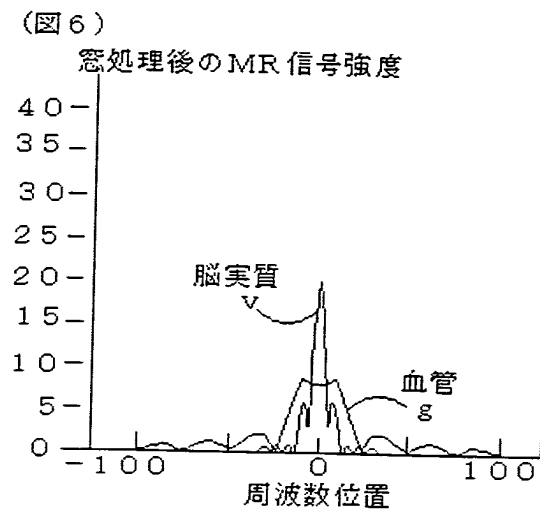
【図 4】



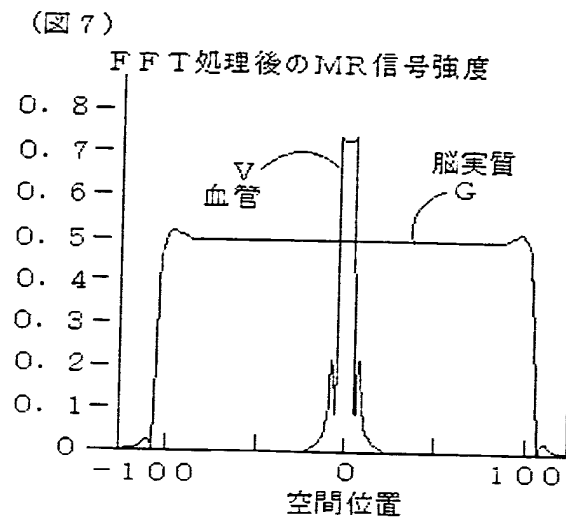
【図 5】



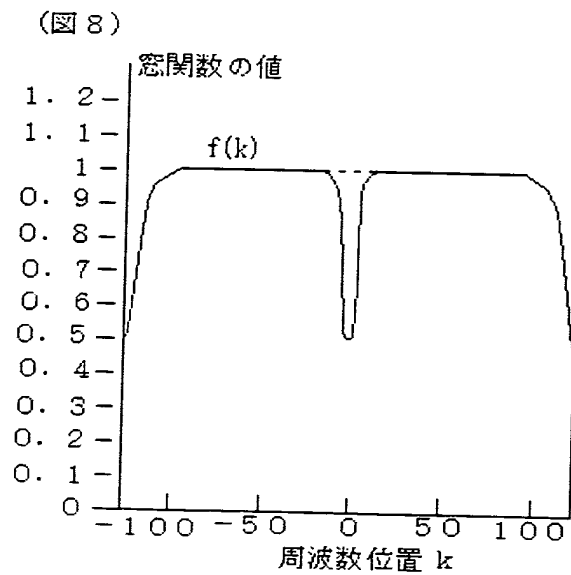
【図 6】



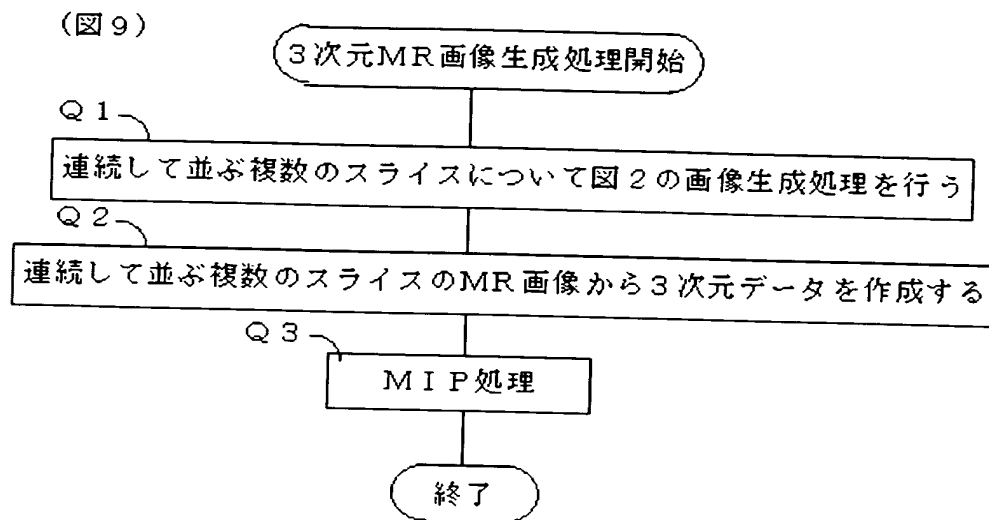
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 血管の描出力を向上する。

【解決手段】  $k$  空間の中心位置（0）とその近傍域と、 $k$  空間の端とその近傍域で「1より小さな値」をとり、「1より小さな値」をとる領域の間で「1より小さな値」より大きな値をとる窓関数 $f(k)$ を用いてMR信号を窓処理し、窓処理したMR信号にフーリエ変換処理を施してMR画像を得る。

【効果】 アンギオ（angiography）画像を生成するのに好適となる。

【選択図】 図5

特願 2 0 0 2 - 2 9 7 0 7 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 3 0 0 0 1 9 2 3 8 ]

1 . 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 日

[変更理由] 新規登録

住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ  
・ノース・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・7 1  
0 ・3 0 0 0

氏 名 ジーイー・メディカル・システム・グローバル・テクノロジー  
・カンパニー・エルエルシー

2 . 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 5 日

[変更理由] 名称変更

住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ  
・ノース・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・7 1  
0 ・3 0 0 0

氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー  
・カンパニー・エルエルシー